

## Investigando a importância do instante de ejeção de dispositivos de assistência ventricular pulsáteis para o desempenho de controladores síncronos

Hugo Gabriel de Melo Santos \*  
Mateus Fernando Felismino da Silva Patriota \*  
Roger de Almeida Matos Junior \* Luís Felipe Vieira Silva \*  
Thiago Damasceno Cordeiro \* Antonio Marcus Nogueira Lima \*\*

\* *Instituto de Computação  
Universidade Federal de Alagoas  
Maceió, AL*

\*\* *Departamento de Engenharia Elétrica Universidade Federal de  
Campina Grande, PB*

---

**Abstract:** Cardiovascular diseases represent a large portion of the main cause of death in Brazil. In severe cardiovascular dysfunctions, a good treatment is using mechanical pumps called ventricular assist devices (VADs), which are designed to extend the patient's life perspective. This work proposes to use computer simulation for modeling a VAD coupled to an adult human cardiovascular system model, under the influence of a control system that changes the ejection instant, designed to improve the physiological response of patients. As a starting point, techniques available in the literature, which have fixed parameters, were analyzed under changing the values of these parameters. Performance indexes based on the error signal were used to compare the original techniques and after modifications. Finally, the computational simulation results were analyzed the discovered solutions, finding the ideal parameters from the minimization of the error signal.

**Resumo:** As doenças cardiovasculares representam grande parte das principais causas de morte no Brasil. Em disfunções cardiovasculares graves, um bom tratamento é o uso de bombas mecânicas chamadas dispositivos de assistência ventricular (DAVs), que são projetadas para estender a perspectiva de vida do paciente. Este trabalho propõe o uso de simulação computacional para modelagem de um DAV acoplado a um modelo de sistema cardiovascular humano adulto, sob a influência de um sistema de controle que altera o instante de ejeção, projetado para melhorar a resposta fisiológica dos pacientes. Como ponto de partida, técnicas disponíveis na literatura, e que operam com parâmetros fixos, foram analisadas com a alteração dos valores desses parâmetros. Índices de desempenho baseados no sinal de erro foram usados para comparar as técnicas originais e após as modificações. Por fim, os resultados da simulação computacional foram analisados das soluções descobertas, encontrando os parâmetros ideais a partir da minimização do sinal de erro.

**Keywords:** Ventricular Assist Devices; Physiological Control Systems; Computational Simulation; Human Cardiovascular System; Polynomial Controller;

**Palavras-chaves:** Dispositivos de Assistência Ventricular; Sistemas de Controle Fisiológico; Simulação Computacional; Sistema Cardiovascular Humano; Controlador Polinomial;

---

### 1. INTRODUÇÃO

Problemas cardiovasculares como a insuficiência cardíaca crescem em uma proporção epidêmica [1] e o transplante de coração continua sendo o principal tratamento para pacientes em estado terminal. Entretanto, ao passo que o número de pacientes precisando do transplante cardíaco aumenta, o número de órgãos disponíveis não acompanha

esta demanda [2]. Dessa forma, o uso de tratamentos alternativos como a utilização dos chamados dispositivos de assistência ventricular (DAVs) tornam-se cada vez mais presentes.

A complexidade do sistema cardiovascular humano (SCH) faz com que a implantação de DAVs demande estratégias de controle cada vez mais elaboradas, sejam eles modelos pulsáteis ou rotativos [3][4]. Para simular as respostas fisiológicas do SCH com DAVs e demonstrar resultados, a literatura conta com modelos matemáticos [5][6], simuladores hidráulicos [7] ou mesmo realiza estudos *in vivo* com animais [8].

---

\* À Pró-reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação (Propep) da Universidade Federal de Alagoas pela concessão de bolsa referente ao Programa Institucional de Bolsas de Iniciação Científica 2020-2021 (PIBIC).

Nos DAVs pulsáteis (PDAVs), uma característica importante que precisa ser levada em conta é o fato de o dispositivo ejetar apenas uma vez a cada ciclo cardíaco, quando operando no modo síncrono; ou em uma frequência de ejeção constante e independente da frequência cardíaca do paciente, modo que é chamado de assíncrono. Amacher *et al.* [9] demonstram que mudar o tempo de ejeção no ciclo cardíaco utilizando a sincronização do PDAV com base no sinal de eletrocardiograma (ECG) é uma alternativa capaz de minimizar a carga no coração evitando situações de sobrecarga. Magkoutas *et al.* [10] mostram que a eficácia destes dispositivos é fortemente influenciada pelo atraso no tempo de ejeção. Portanto, controladores que são sintonizados levando em consideração este tempo terão impactos positivos ou negativos em seu desempenho.

Cordeiro *et al.* [11] desenvolveram um sistema de controle utilizando os modelos do SCH e do PDAV para analisar a resposta cardiovascular de um paciente. O sistema de controle proposto pelos autores altera a pressão de ejeção de um PDAV a cada ciclo cardíaco (modo síncrono) para garantir determinadas especificações de desempenho. Para este propósito, um controlador polinomial discreto foi sintonizado de modo empírico apenas para garantir a estabilidade da resposta. O instante de ejeção foi alterado manualmente para provar que esta variável interfere na desempenho das variáveis hemodinâmicas e que deve ser considerada.

Em outro trabalho desenvolvido pelo mesmo autor [12], modelos pediátricos do SCH e do PDAV também foram utilizados para avaliar o desempenho de controladores polinomiais discretos de diferentes ordens. Os parâmetros das funções de transferência destes controladores foram sintonizados utilizando-se um método de otimização para minimizar o erro entre variáveis hemodinâmicas para variações do tipo degrau. Apesar dos bons resultados obtidos após o processo de sintonia do controlador, o instante de ejeção do PDAV foi mantido constante em todos os experimentos, não fazendo parte do processo de otimização.

Nesse trabalho, é utilizado o modelo matemático para o SCH proposto por Simaan *et al.* [5] e o modelo de PDAV proposto por Hunsberger *et al.* [13]. Nesse contexto, o objetivo deste trabalho é sintonizar de forma ótima os parâmetros de um controlador, incluindo o instante de ejeção do PDAV, de forma a diminuir o erro em regime permanente entre a pressão média e um valor de referência pré-definido. Para isso foram realizados testes com diferentes valores do instante de ejeção e a resposta do sistema cardiovascular foi observada. Os resultados obtidos sugerem que esta resposta pode ser otimizada ao encontrar o melhor instante de ejeção.

## 2. MATERIAIS DE MÉTODOS

Nesta seção, serão discutidas as principais características do modelo do SCH e do modelo do PDAV. Também será apresentado o modelo acoplado (SCH+PDAV) utilizado neste trabalho para avaliar o

### 2.1 Modelo do Sistema Cardiovascular Humano

O modelo acoplado do SCH utilizado nesse trabalho [5] consiste em um circuito equivalente de 5<sup>a</sup> ordem não

linear que reproduz o comportamento do lado esquerdo do coração, a pressão e o fluxo aórtico e o sistema arterial. Este circuito pode ser visualizado na Figura 1, onde um DAV conectado entre o ventrículo esquerdo e a aorta também pode ser visto para fins de ilustração.

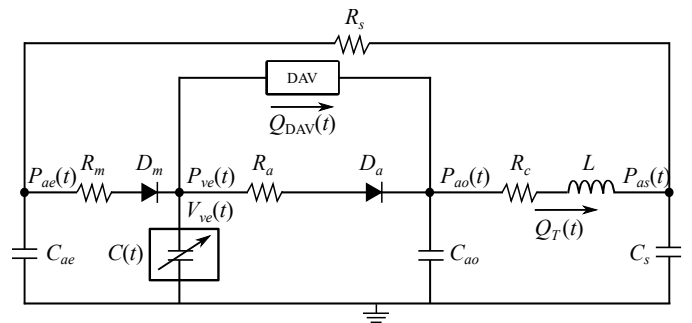


Figura 1. Modelo acoplado SCH+PDAV

A formulação original desse modelo utiliza a pressão no ventrículo esquerdo,  $P_{ve}(t)$ , como variável de estado. Entretanto, este trabalho utiliza uma adaptação no modelo para utilizar o volume no ventrículo esquerdo. Essa modificação é feita para não utilizar a derivada do capacitor variante no tempo  $C(t)$  e assim evitar possíveis instabilidades numéricas [14]. As cinco variáveis de estado desse sistema sem o PDAV são:  $P_{ao}(t)$ , a pressão arterial;  $Q_T(t)$ , o fluxo total;  $V_{ve}(t)$ , o volume ventricular esquerdo;  $P_{as}(t)$ , a pressão arterial sistêmica e;  $P_{ae}(t)$ , a pressão atrial esquerda. O átrio esquerdo é representado pelo capacitor  $C_{ae}(t)$ ; a válvula mitral é representada pelo resistor  $R_m$  e o diodo  $D_m$ ; e a válvula aórtica é representada pelo resistor  $R_a$  e o diodo  $D_a$ ; O fluxo aórtico é representado por  $Q_a(t)$ .

O comportamento das válvulas é modelado usando diodos ideais que assumem valor 1, se a válvula está aberta, ou 0, se a válvula está fechada. A complacência é representada por  $C_{ao}(t)$  e o sistema arterial é modelado usando o modelo de quatro elementos de Windkessel que consiste em  $R_c$ ,  $L$ ,  $C_s$  e  $R_s$ . Os valores dos parâmetros do modelo do SCH estão listados na Tabela A.1.

A complacência no ventrículo esquerdo é modelada usando o capacitor variante no tempo  $C(t)$ , representado pela função elastância calculada como:

$$C(t) = \frac{1}{E(t)}, \quad (1)$$

$$E(t) = (E_{\max} - E_{\min})E_n(t_n) + E_{\min}, \quad (2)$$

onde  $E_n(t_n)$  é a elastância normalizada, chamada de função “double hill” e os parâmetros  $E_{\max}$  e  $E_{\min}$  são utilizados para representar a condição ventricular esquerda. A função  $E(t)$  é periódica e seu período é igual ao ciclo cardíaco,  $T_c = 60/FC$ , onde FC é a frequência cardíaca [5]. Um exemplo desta função, com FC = 100 batimentos por minuto (bpm) e  $E_{max} = 0,8$  (mmHg/ml), pode ser visto na Figura 2.

Suga *et al.* [16] descreveram a relação entre o volume e a pressão ventricular esquerda de acordo com a expressão

$$E(t) = \frac{P_{ve}(t)}{V_{ve}(t) - V_o} \quad (3)$$

onde  $V_o$  é uma constante empírica em uma gama de valores do volume intraventricular. Usando a equação (3),  $P_{ve}(t)$  pode ser calculado como se segue:

$$P_{ve}(t) = E(t)(V_{ve}(t) - V_o). \quad (4)$$

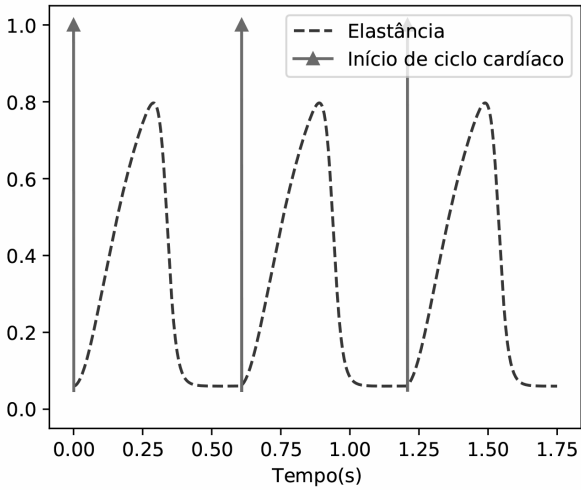


Figura 2. Elastância ao início de cada ciclo cardíaco

## 2.2 Modelo do PDAV

O modelo numérico utilizado neste trabalho para representar a dinâmica do PDAV foi obtido a partir do dispositivo Thoratec<sup>®</sup> PVAD (Thoratec Corporation, Pleasanton, CA) [13].

Trata-se de um dispositivo pulsátil extracorpóreo capaz de fornecer suporte para ambos os ventrículos. Este dispositivo possui uma câmara de sangue e uma câmara de ar que são divididas por uma membrana impermeável. A câmara de sangue possui uma entrada, acoplada por uma cânula ao ventrículo do paciente; e uma saída, acoplada à aorta. O sangue flui do ventrículo para a câmara de sangue através da cânula de entrada e passa por uma válvula que pode ser mecânica ou biológica. O sangue sai da câmara de sangue através de outra válvula, sendo direcionado à aorta através da cânula de saída [17]. A saída de sangue ocorre por meio da deformação da membrana, gerada por um jato de ar-comprimido injetado na câmara de ar. Este jato é produzido por um atuador pneumático e direcionado à câmara de ar por uma terceira cânula.

Hunsberger [13] realizou experimentos utilizando um simulador hidráulico (*in vitro*) e propôs um modelo para caracterizar o comportamento do Thoratec<sup>®</sup> PVAD. Este modelo também utiliza componentes de circuito elétricos para representar as cânulas de entrada e saída, as câmaras de ar e de sangue, a membrana impermeável e a dinâmica do atuador pneumático.

O modelo das cânulas e da câmara de sangue podem ser visualizados na Figura 3. A cânula de entrada, geralmente acoplada ao ventrículo esquerdo, é representada pelo par  $L_i$  e  $R_i$ . A cânula de saída, acoplada à aorta, é representada pelos par  $L_o$  e  $R_o$ . As válvulas localizadas na entrada e na saída da câmara de sangue são representadas pelos diodos ideais  $D_i$  e  $D_o$ , respectivamente. A pressão na câmara de sangue,  $P_c$  é gerada pela combinação dos elementos  $R_c$ ,

$L_c$  e  $C_c$  e o aumento da pressão nesta câmara, gerado pelo deslocamento da membrana, é representado pela fonte de tensão  $P_{ar}$ , já desconsiderando as perdas de energia na própria membrana. Todos os parâmetros do PDAV e seus respectivos valores estão listados na Tabela A.2.

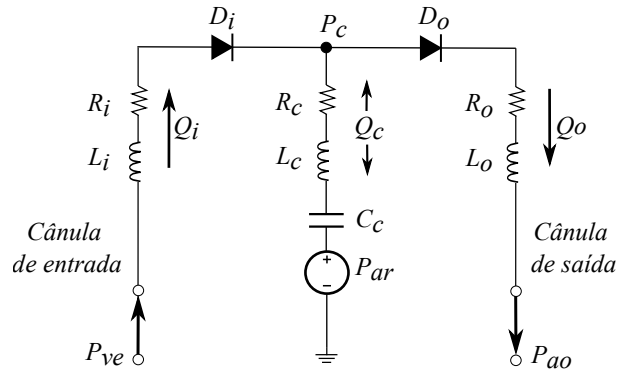


Figura 3. Circuito elétrico análogo ao modelo do PDAV para representar a câmara de sangue e as cânulas e válvulas na entrada e na saída do dispositivo.

As pressões geradas pelo atuador pneumático, chamadas de pressão de ejeção ( $P_e$ ) e de enchimento ( $P_{en}$ ), são responsáveis pelo deslocamento da membrana, ou seja, pela geração de  $P_{ar}$ . Tais pressões são chaveadas em intervalos alternados para gerar o sinal de pressão  $P_x$ , o qual atravessa a cânula de ar e é injetado na câmara de ar (Fig. 4). O tempo em que  $P_x$  permanece igual a  $P_e$  é chamado de tempo de sístole do PDAV ( $T_{sis}$ ) e o tempo em que  $P_x$  permanece igual a  $P_{en}$  é chamado de tempo de enchimento do PDAV. O modelo da cânula de ar é aproximado por um circuito  $RC$ , onde o resistor  $R_d$  representa a resistência da cânula e o capacitor  $C_d$  representa sua complacência. A pressão  $P_d(t)$  é calculada pela seguinte equação diferencial:

$$\dot{P}_d(t) = \frac{1}{R_d C_d} P_x(t) - \frac{1}{R_d C_d} P_d(t) \quad (5)$$

onde o valor de  $P_x(t)$  é alternado entre  $P_e$  e  $P_{pen}$ . Então  $P_d$  é entregue à câmara de ar e desloca a membrana gerando a pressão  $P_{ar}$  por meio da seguinte aproximação:

$$P_{ar} = P_d \alpha \dot{V}_c \quad (6)$$

sendo  $\alpha$  uma constante empírica e  $\dot{V}_c$  a taxa de variação do volume sanguíneo no interior da câmara de sangue.

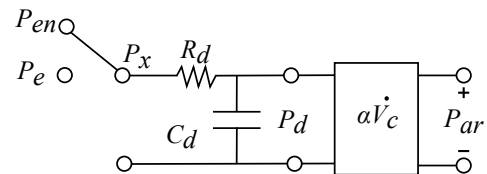


Figura 4. Modelo do atuador pneumático do Thoratec<sup>®</sup> PVAD considerando a geração de  $P_x$ , o modelo da cânula e as perdas no processo de deslocamento da membrana.

### 2.3 Modelo acoplado SCH+PDAV

Neste trabalho, o sistema acoplado SCH+PDAV tem a mesma configuração ilustrada na Figura 1, i.e., a cântula de entrada é conectada ao ventrículo esquerdo e a cântula de saída é conectada à aorta.

O modelo do SCH irá operar com frequência cardíaca constante e o modelo do PDAV irá funcionar no modo de operação síncrono. Este modo depende da identificação do instante do batimento cardíaco, geralmente realizada com a identificação do instante de ocorrência dos chamados complexos QRS em sinais de eletrocardiograma ( $\delta_{QRS}$ ). Embora o modelo do SCH não opere com sinais de ECG, a frequência cardíaca definida é constante e é possível identificar os instantes de abertura e fechamento das válvulas mitral ( $D_m$ ) e aórtica ( $D_a$ ). Logo, a identificação do instante de ocorrência dos batimentos cardíacos pode ser realizada.

No modo de operação síncrono, e já com os instantes de batimento definidos por ( $\delta_{QRS}$ ), é necessário definir um instante de ejeção para a bomba, identificado por  $\delta_{PDAV}$ . O instante de ejeção da bomba ocorre após um atraso de  $\lambda$  segundos e deve ocorrer uma única vez entre dois batimentos consecutivos (Fig. 5).

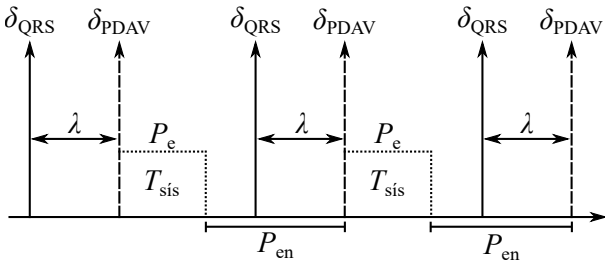


Figura 5. Diagrama ilustrativo dos instantes de batimento do coração ( $\delta_{QRS}$ ), dos instantes de ejeção do PDAV ( $\delta_{PDAV}$ ), das pressões de ejeção ( $P_e$ ) e de enchimento ( $P_{en}$ ), do atraso  $\lambda$  e da  $T_{sis}$ .

Neste ponto, podemos definir o modo de operação síncrono com a escolha de quatro parâmetros:  $P_e$ ,  $P_{en}$ ,  $\lambda$  e  $T_{sis}$ . Em ambientes clínicos, estes parâmetros são geralmente ajustados de maneira empírica para um determinado paciente e mantidos constantes até que a condição do paciente sofra alguma alteração considerável [13].

### 3. PROJETO DO CONTROLADOR SÍNCRONO

O projeto de controlador síncrono proposto neste trabalho é uma extensão do projeto apresentado por Cordeiro *et al.* [11]. Trata-se, portanto, de um sistema que também tem como objetivo manter o valor da pressão arterial média,  $\overline{P_{as}}(t)$ , em um valor de referência pré-determinado,  $\overline{P_{as}^*}(t)$ . Para isto, será utilizado a mesma estrutura de um controlador polinomial discreto, ou seja:

$$\frac{U(z)}{E(z)} = \frac{b_0 + b_1 z^{-1} + b_2 z^{-2}}{a_0 + a_1 z^{-1} + a_2 z^{-2}} \quad (7)$$

o qual gera a seguinte equação de diferenças para o cálculo da saída do controlador:

$$u[k] = -\frac{a_1}{a_0}u[k-1] - \frac{a_2}{a_0}u[k-2] + \frac{b_0}{a_0}e[k] + \frac{b_1}{a_0}e[k-1] + \frac{b_2}{a_0}e[k-2] \quad (8)$$

sendo  $u[k] = P_e[k]$  e  $e[k] = \overline{P_{ao}^*}[k] - \overline{P_{ao}}[k]$  os valores discretos dos sinais de entrada e de saída.

O método de sintonia escolhido para este trabalho foi adaptado de [12], ou seja, utilizando o método de Nelder-Mead para um problema de minimização restrita [15]. Porém, adicionou-se ao processo de otimização a variável  $\lambda$ , referente ao atraso temporal entre  $\delta_{QRS}$  e  $\delta_{PDAV}$ . Assumindo que a o modelo do SCH possui frequência cardíaca constante, a variável  $\lambda$  irá fazer parte do processo de otimização com valores entre 0 e 1, representando uma posição entre 0 e 100% de um ciclo cardíaco. Em outras palavras, o processo de otimização dos parâmetros, além de calcular os valores dos coeficientes da equação (8), irá definir o posicionamento de  $\delta_{PDAV}$  entre dois batimentos cardíacos consecutivos.

Assumindo que o vetor a ser encontrado contém os valores dos parâmetros do controlador e o valor de  $\lambda$ , temos que:

$$\theta = \{b_0 \ b_1 \ b_2 \ a_0 \ a_1 \ a_2 \ \lambda\}^T \quad (9)$$

Assim, a formulação geral do problema de encontrar um vetor ótimo  $\theta^*$ , adaptando a metodologia descrita em [12], é dada por:

$$\theta^* = \arg \min_{\theta \in D_\theta \subset \mathbb{R}^{\dim(\theta)}} \left\{ \int_{t_i}^{t_f} t |e(t, \theta)| dt \right\}$$

sujeito a:

$$\overline{P_{as}}[k] = \frac{1}{T_c[k-1]} \int_{t_{PDAV}[k-1]}^{t_{PDAV}[k]} P_{as}(t) dt$$

$$P_e[k] = -\frac{1}{a_0} \left[ \sum_{i=1}^N a_i P_e[k-i] + \sum_{j=0}^M b_j e[k-j] \right]$$

$$P_x(t) = \begin{cases} P_e[k], & t_{PDAV}[k] \leq t < T_{sis}[k] \\ P_{en}[k], & T_{sis}[k] \leq t < t_{PDAV}[k+1] \end{cases} \quad (10)$$

onde  $t_i$  e  $t_f$  são os instantes de aplicação de um degrau na referência  $\overline{P_{ao}^*}[k]$  e o valor final de simulação, respectivamente;  $\overline{P_{as}}[k]$  é o valor calculado da pressão arterial média considerando valores desde o instante  $t_{PDAV}[k-1]$  até o instante  $t_{PDAV}[k]$ , sendo  $k = 1, 2, \dots$  uma variável indicativa do número do ciclo cardíaco atual;  $P_e[k]$  é o valor pontual da pressão de ejeção calculada pela equação (8) para o ciclo  $k$ ; e  $P_x(t)$  é o valor contínuo da pressão final gerada pelo atuador pneumático, levando em conta os valores pontuais de  $P_e[k]$  e  $P_{en}[k]$ .

### 4. RESULTADOS

As simulações realizadas neste trabalho foram desenvolvidas na linguagem de programação orientada a objeto Python em uma máquina com a seguinte configuração: AMD Ryzen 3 3200 com 8GB de memória RAM e GPU AMD RADEON R7 240 Series. O código está disponi-

vel no repositório virtual: <https://github.com/mffdsp/public-vad-model-pibic20-21>.

Em todas as simulações, foi mantido o valor de  $T_{sis} = 0,5$ , que é a metade da duração do ciclo cardíaco. Este valor foi definido empiricamente e sua variação não será levada em conta neste trabalho. O valor da pressão de ejeção foi limitado entre  $P_{e(min)} = 0$  mmHg e  $P_{e(max)} = 280$  mmHg. Os valores obtidos para os parâmetros do vetor  $\theta^*$ , após a execução do método de otimização [15] para solução da equação (10), podem ser visualizados na Tabela 1.

Tabela 1. Valores calculado do vetor  $\theta^*$  após solução do problema de otimização.

| b0   | b1    | b2   | a0 | a1    | a2   | $\lambda$ |
|------|-------|------|----|-------|------|-----------|
| 4,19 | -1,47 | 0,36 | 1  | -1    | 0,13 | 0,34      |
| 4,4  | -2,45 | 0,57 | 1  | -1,11 | 0,11 | 0,4       |

Nesta tabela, também estão listados os parâmetros de um segundo experimento, onde o processo de otimização foi executado apenas para obter os valores dos parâmetros do controlador excluindo o atraso  $\lambda$  deste processo. Neste caso, o valor do atraso foi empiricamente escolhido como  $\lambda = 0,4$  e mantido constante. Na Figura 6 é possível visualizar o desempenho dos dois controladores com relação ao comportamento da curva de  $\overline{P}_{as}^*(t)$  em relação à referência, que foi alterada de acordo com os seguintes valores:

$$\overline{P}_{as}^*(t) = \begin{cases} 90, & 0 \leq t \leq 5 \\ 110, & 5 < t \leq 15 \\ 90, & 15 < t \leq 23 \\ 100, & t > 23 \end{cases} \quad (11)$$

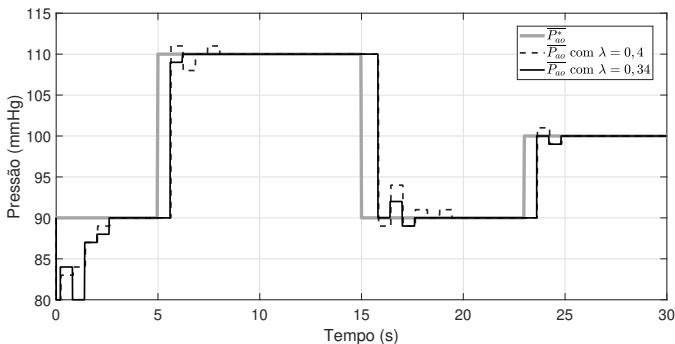


Figura 6. Gráfico comparativo do desempenho dos controladores projetados com  $\lambda = 0,40$  constante e  $\lambda = 0,34$ , calculada pelo processo de otimização.

O sinal de controle calculado por cada um dos controladores pode ser visualizado na Figura 7. Pode-se perceber que os sinais de controle possuem comportamento muito semelhante, com valores muito próximos tanto nos instantes de variação do sinal de referência como nos intervalos onde a referência de mantém constante.

Ademais, pode-se observar na figura 8 a correlação entre os instantes de ejeção do DAV com a pressão na aorta, analisando a resposta simulada do sistema fisiológico do paciente para a pressão ejetada.

Foi disposto, como análise, na Figura 8, a comparação entre a pressão na aorta de um sistema cardiovascular e o valor de referência desejado, como conseguinte da utilização de um DAV, inicialmente em 90 e partindo

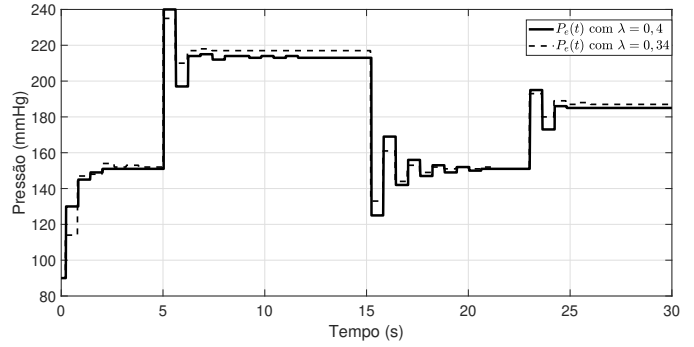


Figura 7. Sinais de controle calculados para cada um dos controladores discutidos neste trabalho.

para 110, posteriormente. É possível observar o regime transitório e o de tempo de acomodação para ambas as pressões de referência.

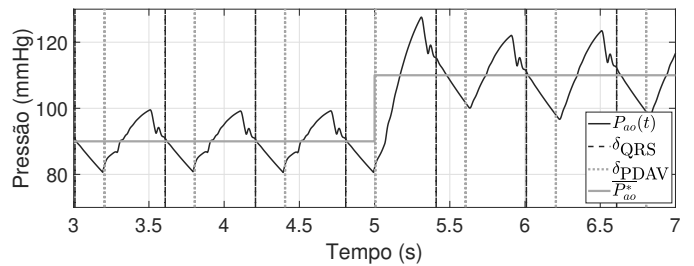


Figura 8. Curva em tempo contínuo da pressão na aorta com os instantes de batimento cardíaco,  $\delta_{QRS}$  e os instantes de ejeção do PDAV,  $\delta_{PDAV}$ .

## 5. CONCLUSÕES

Neste trabalho um projeto de controlador síncrono aplicado a DAVs pulsáteis foi apresentado, com o objetivo de manter os valores médios da pressão arterial em um valor de referência. Foram realizadas simulações computacionais utilizando-se de modelos numéricos tanto para o SCH quanto para o PDAV. O diferencial deste trabalho, quando comparado com outros anteriores que seguem a mesma linha, consiste em considerar o instante de ejeção no processo de otimização utilizado para definir os parâmetros ótimos de um controlador do tipo polinomial discreto.

Os resultados sugerem que o instante de ejeção calculado otimiza a resposta do SCH. Embora os resultados apresentados com valores constantes de  $\lambda$  também demonstraram estabilidade e bom desempenho, vale ressaltar que o valor deste parâmetro foi definido sem qualquer heurística e que uma escolha inadequada pode inviabilizar o sistema de controle como um todo. Resultados comparativos entre diferentes valores de instante de ejeção (constantes e calculados) foram apresentados, bem como as devidas respostas do SCH com relação a pressão arterial média.

Desta feita, pode-se concluir que o instante de ejeção deve ser visto como um parâmetro estratégico para o desempenho de controladores desta natureza e que o mesmo deve fazer parte do processo de otimização dos parâmetros do problema. Futuramente, pretende-se elaborar uma estratégia de controle multi-objetivo para adicionar mais valores de referências ao problema, e.g, valores da saída cardíaca ou o tempo de sítolo do PDAV ( $T_{sis}$ ).

REFERÊNCIAS

- [1] Mancini, D. and Colombo, P.C., 2015. Left ventricular assist devices: a rapidly evolving alternative to transplant. *Journal of the American College of Cardiology*, 65(23), pp.2542-2555.
- [2] Ochsner, G., Amacher, R., Wilhelm, M.J., Vandenberghe, S., Tevaearai, H., Plass, A., Amstutz, A., Falk, V. and Schmid Daners, M., 2014. A physiological controller for turbodynamic ventricular assist devices based on a measurement of the left ventricular volume. *Artificial organs*, 38(7), pp.527-538.
- [3] Petrou, A., Lee, J., Dual, S., Ochsner, G., Meboldt, M. and Schmid Daners, M., 2018. Standardized comparison of selected physiological controllers for rotary blood pumps: in vitro study. *Artificial organs*, 42(3), pp.E29-E42.
- [4] Daners, M.S., Kaufmann, F., Amacher, R., Ochsner, G., Wilhelm, M.J., Ferrari, A., Mazza, E., Poulikakos, D., Meboldt, M. and Falk, V., 2017. Left ventricular assist devices: challenges toward sustaining long-term patient care. *Annals of biomedical engineering*, 45(8), pp.1836-1851.
- [5] Simaan, M.A., Ferreira, A., Chen, S., Antaki, J.F. and Galati, D.G., 2008. A dynamical state space representation and performance analysis of a feedback-controlled rotary left ventricular assist device. *IEEE Transactions on Control Systems Technology*, 17(1), pp.15-28.
- [6] Horvath, Dennis W. et al. Modeling of Virtual Mechanical Circulatory Hemodynamics for Biventricular Heart Failure Support. *Cardiovascular Engineering and Technology*, p. 1-9, 2020.
- [7] Ochsner, Gregor et al. A novel interface for hybrid mock circulations to evaluate ventricular assist devices. *IEEE transactions on biomedical engineering*, v. 60, n. 2, p. 507-516, 2012.
- [8] Ochsner, Gregor et al. In vivo evaluation of physiologic control algorithms for left ventricular assist devices based on left ventricular volume or pressure. *Asaio Journal*, v. 63, n. 5, p. 568-577, 2017.
- [9] Amacher, Raffael et al. Control of ventricular unloading using an electrocardiogram-synchronized Thoratec paracorporeal ventricular assist device. *The Journal of thoracic and cardiovascular surgery*, v. 146, n. 3, p. 710-717, 2013.
- [10] Magkoutas, K., Rebholz, M., Sündermann, S., Alogna, A., Faragli, A., Falk, V., Meboldt, M. and Schmid Daners, M., 2020. Control of ventricular unloading using an electrocardiogram-synchronized pulsatile ventricular assist device under high stroke ratios. *Artificial organs*, 44(10), pp.E394-E405.
- [11] Cordeiro, T.D., Sousa, D.L., Cestari, I.A. and Lima, A.M., 2016, October. Controlling the cardiovascular response under synchronized ventricular assist device support. In 2016 Ieee International Conference on Automatica (ICA-ACCA) (pp. 1-6). IEEE.
- [12] Cordeiro, T.D., Sousa, D.L., Cestari, I.A. and Lima, A.M., 2020. A physiological control system for ECG-synchronized pulsatile pediatric ventricular assist devices. *Biomedical Signal Processing and Control*, 57, p.101752.
- [13] Hunsberger, A.Z., 2005. Modeling and analysis of interactions between a pulsatile pneumatic ventricular assist device and the left ventricle (Doctoral dissertation, University of Pittsburgh).
- [14] Ferreira, A., Chen, S., Simaan, M.A., Boston, J.R. and Antaki, J.F., 2005, December. A nonlinear state-space model of a combined cardiovascular system and a rotary pump. In Proceedings of the 44th IEEE Conference on Decision and Control (pp. 897-902).
- [15] Nelder, J.A. and Mead, R., 1965. A simplex method for function minimization. *The computer journal*, 7(4), pp.308-313.
- [16] Suga, H. and Sagawa, K., 1974. Instantaneous pressure-volume relationships and their ratio in the excised, supported canine left ventricle. *Circulation research*, 35(1), pp.117-126.
- [17] Hehir, D.A., Niebler, R.A., Brabant, C.C., Tweddell, J.S. and Ghanayem, N.S., 2012. Intensive care of the pediatric ventricular assist device patient. *World Journal for Pediatric and Congenital Heart Surgery*, 3(1), pp.58-66.
- [18] Gregory, S.D., Timms, D., Gaddum, N., Mason, D.G. and Fraser, J.F., 2011. Biventricular assist devices: a technical review. *Ann. of bio. eng.*, 39(9), p.2313.

Apêndice A

Tabela A.1. Valores utilizados na simulação

| Parâmetros                           | Valor  | Descrição           |
|--------------------------------------|--------|---------------------|
| Resistências (mmHg s/ml)             |        |                     |
| $R_s$                                | 1.0    | Sistêmica vascular  |
| $R_a$                                | 0.0010 | Válvula aorta       |
| $R_d$                                | 0.01   | Atuador pneumático  |
| Elastâncias (mmHg/ml)                |        |                     |
| $C_{ae}$                             | 4.4    | Átrio esquerdo      |
| $C_{ao}$                             | 0.08   | Aorta               |
| $C_s$                                | 1.33   | Sistêmica           |
| Inertância (mmHg s <sup>2</sup> /ml) |        |                     |
| $L_s$                                | 0.0005 | Sanguínea na aorta  |
| Outras variáveis                     |        |                     |
| $H_r$                                | 100    | Frequência cardíaca |
| $D_a$                                | 0 ou 1 | Válvula aórtica     |

Tabela A.2. Parâmetros do modelo de circuito equivalente do Thoratec® PVAD.

| Parâmetros                            | Valor                  | Descrição          |
|---------------------------------------|------------------------|--------------------|
| Resistências (mmHg s/ml)              |                        |                    |
| $R_i$                                 | 0.15                   | Cânula de entrada  |
| $R_o$                                 | $0.05 + 0.00015* Q_o $ | Cânula de saída    |
| $R_d$                                 | 0.01                   | Atuador pneumático |
| $R_c$                                 | 0.05                   | Câmara de sangue   |
| Complacências (ml/mmHg)               |                        |                    |
| $C_d$                                 | 4.0                    | Atuador pneumático |
| $C_c$                                 | 2.0                    | Câmara de sangue   |
| Inertâncias (mmHg s <sup>2</sup> /ml) |                        |                    |
| $L_i$                                 | 0.0854                 | Cânula de entrada  |
| $L_o$                                 | 0.0087                 | Cânula de saída    |
| $L_c$                                 | 0.0033                 | Câmara de sangue   |
| Constantes                            |                        |                    |
| $\alpha$                              | 0.15                   |                    |